

آماده سازی لیزری سطح زیست مواد

دکتر سید مصطفی فاطمی^۱دکتر علی داوودی^۲

^۱ مربی پژوهش، گروه پژوهشی لیزر پزشکی
مرکز تحقیقات لیزر پزشکی جهاد دانشگاهی
^۲ مربی پژوهش، عضو هیأت علمی
جهاد دانشگاهی

خلاصه

مقدمه: اغلب، زیست مواد به گونه ای طراحی می شوند که توده آن ها دارای خواص مکانیکی مناسب باشد و سطحشان با هدف تأمین ویژگی های مناسب تغییر یافته باشد.

روش بررسی: یکی از روش های نوین برای تغییر دادن خواص سطوح، استفاده از لیزر است که از جمله روش های کنترل پذیر و انعطاف پذیر به شمار می رود. لیزر در آماده سازی سطوح، خواص منحصر به فردی دارد. تشعشع الکترومغناطیس پرتو لیزری در لایه های اتمی سطحی مواد اوپک (مانند فلزات) جذب می شوند و چیزهایی مثل جریان گاز داغ، جریانات گردابی الکتریکی و حتی تشعشعات پراکنده نیز دیده نمی شوند. درواقع، می توان با لیزر انرژی را در موضع دلخواه اعمال کرد. ویژگی های دیگر لیزر عبارتند از: تمیز بودن شیمیایی، نفوذ کنترل شده حرارتی و لذا کنترل تغییر شکل، منطقه کنترل شده اعمال حرارت، نیاز کمتر به ماشین کاری بعدی، انجام کار بدون تماس و از راه دور و قابلیت اتوماسیون. با توجه به کاربرد روز افزون آماده سازی های سطوح با هدف ایجاد موادی که همزمان دارای خواص توده ای و سطحی مناسب باشند، لیزر نیز در این مسیر توانسته است نقش مناسبی ایفا کند.

یافته ها و نتیجه گیری: برخی از کاربردهای این فناوری عبارتند از: الگوسازی لیزری، نشاندن سرامیک های زیست سازگار توسط لیزرهای پالسی PLD / Pulsed laser deposition، تبخیر به کمک ماتریس با لیزرهای پالسی MAPLE و نوشتن مستقیم با آن MDW، آماده سازی لیزری سطح برای بهبود خوردگی، گرفت (پیوند) لیزری، آماده سازی لیزری پوشش های هیدروکسی آپاتیتی پلازما اسپری شده، که درباره این روش ها توضیح داده خواهد شد.

واژه های کلیدی: لیزر، زیست مواد، آماده سازی سطح

نویسنده مسئول: دکتر سید مصطفی فاطمی

پست الکترونیک: fatemi_m@razi.tums.ac.ir

مقدمه

زیست مواد که در آن ها از مجموعه فلزات، سرامیک ها، پلیمرها و کامپوزیت ها استفاده می شود به سه گروه اصلی تقسیم می شوند: خنثی (Inert) یا نیمه خنثی و با حداقل پاسخ میزبان، زیست فعال (bioactive) که محرک اتصال ماده به بافت های اطراف است و زیست تخریب پذیر (biodegradable) که طی زمان مشخصی در بدن جذب می شوند [۱].

وقایع منتهی به واکنش زیست مواد و بافت ها عمدتاً در اینترفیس بین این دو اتفاق می افتند [۳-۵]. بایواینترگریشن غایت توانایی یک زیست ماده کاشته شده در بدن است که در آن در ناحیه اتصال ماده و بدن هیچ التهاب مزمن یا تشکیل بافت غیر طبیعی دیده نمی شود [۶-۸]. بدیهی است که برای عملکرد مناسب ماده در محیط بدن، علاوه بر زیست سازگاری، باید

ویژگی های دیگری خصوصاً خواص مکانیکی توده ماده نیز تأمین شود [۹ و ۱۰]. معمولاً تأمین همزمان این خواص مشکل است، لذا اغلب، زیست مواد به گونه ای طراحی می شوند که توده آن ها دارای خواص مکانیکی مناسب باشد و سطحشان با هدف تأمین ویژگی های مناسب تغییر یافته باشد [۱۱]. مثلاً برای عملکرد مناسب ایمپلنت در کنار استخوان، یک بیو ماده باید دارای خواصی چون زیست سازگاری عالی، تسهیل رسوب استخوان، توانایی القای یک لایه آپاتیت روی ماده در شرایط فیزیولوژیک، قابلیت اتصال، گسترش، رشد و تمایز سلول های استخوان روی سطح ماده، خواص مکانیکی مناسب توده ماده و تأمین کارایی عضو باشد [۱۲ و ۱۳].

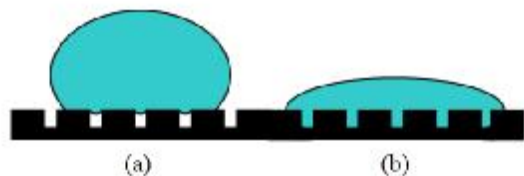
یکی از روش های نوین برای تغییر دادن خواص سطوح،

تماس مستقیم با محیط بدن هستند و ضخامتی در حد نانومتر دارند، تعیین کننده ویژگی‌های واکنش متقابل زیست-ماده-بدن هستند، خواصی مانند ادسورپشن پروتئین‌ها و چسبندگی سلولی از این جمله‌اند [۲۰].

رفتار سلول‌ها در قبال ماده بستگی زیادی به سطح ماده دارد و ویژگی‌هایی مانند توپوگرافی سطح، شیمی و انرژی سطح از این جمله‌اند و اینکه ملکول‌های بیولوژیک چگونه به سطح جذب می‌شوند یا اینکه سلول‌ها پس از تماس با سطح چه رفتاری می‌کنند، تعیین کننده خواهد بود [۲۱].

مثلاً خشونت سطح یکی از عوامل مؤثر بر رفتار سلول‌ها در برابر سطح است و اغلب سلول‌ها بر سطوح صاف بهتر می‌نشینند و گسترش می‌یابند. البته مثلاً در تیتانیوم و آلیاژهای آن، این موضوع بر عکس است و سلول‌ها به سطوح خشن تیتانیومی بهتر می‌چسبند.

به همین طریق ترشوندگی و حضور گروه‌های فانکشنال در سطح زیست ماده نیز اهمیت قابل توجهی دارد [۲۲]. لذا، ویژگی‌های فیزیکی و شیمیایی سطوح در این زمینه تأثیر بسیار مهمی دارند. مثلاً در شیمی سطح، ترشدن wetting یک سطح توسط یک مایع و پخش شدن ماده روی آن جنبه بسیار مهمی است. این امر در زیست سازگاری مواد نیز بسیار مؤثر است. کنترل ترشوندگی جامدات و انرژی سطحی آن‌ها بسته به نوع و کاربرد ماده صورت می‌گیرد و روش‌های تانسیمتری مانند سنجش زاویه تماس از شایع‌ترین روش‌های اندازه‌گیری ترشوندگی Wettability هستند. (شکل ۱)



شکل ۱: ترشوندگی سطوح: (a) ماده با ترکندگی کم (b) ماده با ترکندگی زیاد

هیدرو فیلیسیت (آب دوستی) سطح بیانگر تمایل ماده نسبت به آب است. مواد هیدروفیل آب دوست‌اند و مواد هیدروفوب آب گریز، لذا، هرچه ماده هیدروفیل‌تر باشد، زاویه تماس کمتر و انرژی آزاد سطحی بیشتری دارد. به عنوان مثال در سطح پلیمرهایی مانند پلی اتیلن، پلی تترافلورواتیلن، پلی پروپیلن و پلی استایرن و پلی اتیلن ترفتالات زاویه تماس مناسب برای چسبندگی سلولی حدود ۷۰ درجه است [۲۳]. روش‌های

استفاده از لیزر است که از جمله روش‌های کنترل‌پذیر و انعطاف‌پذیر به شمار می‌رود. لیزر در آماده‌سازی سطوح، خواص منحصر به فردی دارد. تشعشع الکترومغناطیس پرتو لیزری در لایه‌های اتمی سطحی مواد اوپک (مانند فلزات) جذب می‌شوند و چیزهایی مثل جریان گاز داغ، جریانات گردابی الکتریکی و حتی تشعشعات پراکنده نیز دیده نمی‌شوند. درواقع، می‌توان با لیزر انرژی را در موضع دلخواه اعمال کرد [۱۵-۱۳].

ویژگی‌های دیگر لیزر عبارت‌اند از: تمیز بودن شیمیایی، نفوذ کنترل شده حرارتی و لذا کنترل تغییر شکل، منطقه کنترل شده اعمال حرارت، نیاز کمتر به ماشین‌کاری بعدی، انجام کار بدون تماس و از راه دور، قابلیت اتوماسیون [۱۶].

با توجه به کاربرد روزافزون آماده‌سازی‌های سطوح با هدف ایجاد موادی که همزمان دارای خواص توده‌ای و سطحی مناسب باشند، لیزر نیز در این مسیر توانسته است نقش مناسبی ایفا کند برخی از این کاربردها عبارت‌اند از: الگوسازی لیزری، نشان دادن سرامیک‌های زیست سازگار توسط لیزرهای پالسی LD/Pulsed laser deposition، تخییر به کمک ماتریس با لیزرهای پالسی MAPLE و نوشتن مستقیم با آن MDW، آماده‌سازی لیزری سطح برای بهبود خوردگی، گرفت (پیوند) لیزری، آماده‌سازی لیزری پوشش‌های هیدروکسی آپاتیتی پلازما اسپری شده، که درباره این روش‌ها توضیح داده خواهد شد.

خواص سطحی زیست مواد

در روند چسبندگی سلول‌های بدن به سطح زیست مواد، فرآیندهای متنوعی درگیرند. کل این روند را می‌توان طی دو فاز توضیح داد: فاز اتصال (attachment) که به سرعت و با وقایع زودگذری مثل اتصالات فیزیکی-شیمیایی رخ می‌دهد (پیوندهای ناشی از نیروهای یونی، نیروهای واندروالس) و فاز چسبندگی (adhesion) که در طولانی مدت و با درگیر شدن ملکول‌های مختلف مانند پروتئین‌های ماتریس خارج سلولی، پروتئین‌های غشای سلول و پروتئین‌های اسکلت سلولی انجام می‌شود، از راه سیگنال‌دهی سلول و تنظیم بیان ژن‌ها عمل می‌کند [۱۸].

در پاسخ متقابل زیست‌ماده و سلول، قسمت اول یعنی اتصال (attachment)، نقش مهم‌تری دارد و آغازگر فرآیند است. در این حال قسمت دوم ماحرا یعنی چسبندگی (adhesion) معمولاً به جای روی سطح ماده با مقداری فاصله از سطح ماده شروع می‌شود و بعداً به سطح ماده گسترش می‌یابد [۱۹].

نکته مهم آن است که تنها چند لایه ملکولی سطح که در

متنوعی برای تغییر دادن ترشوندگی سطوح استفاده می‌شوند، که بعضاً پیچیده و به‌سختی قابل کنترل‌اند.

تغییر سطح زیست مواد

روش‌های مختلفی در کنترل سطح تماس استخوان-ماده وجود دارد که به دو گروه اصلی فیزیکی-شیمیایی و بیوشیمیایی تقسیم می‌شوند.

روش‌های فیزیکی - شیمیایی

همانگونه که ذکر شد، بهبود ترشوندگی wettability به بهبود عمل در سطح تماس بافت-ماده کمک می‌کند.

در روش‌های فیزیکی-شیمیایی از تغییراتی مثل تغییر مرفولوژی سطح، تغییر بار الکتریکی سطح، پوشش‌های حاوی گروه‌های فانکشنال مانند کربوکسیل، دی‌هیدروژن فسفات و حتی سیلیکا و تیتانیا و روش‌های مشابه استفاده می‌شود [۹ و ۲۴]. درباره این روش‌ها به تفصیل توضیح داده می‌شود.

روش‌های بیوشیمیایی

این روش‌ها به‌عنوان جایگزین برای تغییرات فیزیکی-شیمیایی یا مورفولوژیک مطرح هستند. هدف اصلی این روش‌ها، تثبیت پروتئین‌ها، آنزیم‌ها و یا پپتیدها روی سطح زیست مواد است تا پاسخ‌های مشخصی را در سلول‌ها و بافت‌ها برانگیزند. یکی از این روش‌ها استفاده از ملکول‌های چسبان سلولی cell adhesion molecules است از جمله این ملکول‌ها توالی RGD یعنی پپتیدهای آرژنین، گلیسین، آسپارتیک اسید می‌باشد که واسطه چسبیدن سلول‌ها به اجزای ECM مانند فیبرونکتین، ویترونکتین، کلاژن نوع ۱، استئوپونین و سیالوپروتئین استخوان است. نشان دادن پپتیدهای حاوی RGD روی سطح زیست مواد از روش‌های بهبود اتصال سلولی است [۹ و ۲۵].

برای تنظیم میزان مواجهه، غلظت، گیر و آزاد سازی این ملکول‌ها از روش‌هایی مانند ادسورپشن، تثبیت کووالانسی و آزادسازی از پوشش‌ها استفاده می‌شود.

ساده‌ترین روش، فروبردن ماده کاشتنی در محلول پروتئینی حاوی زیست ملکول‌ها بلافاصله قبل از کاشت است که در استفاده از TGF بتا یا آلکان فسفاتاز ALP نتایج خوبی داشته است [۲۵]. البته این روش فاقد کنترل بر گیر و میزان آزادسازی است، زیرا گیر فیزیکی مختصری بین زیست ملکول و سطح ماده کاشتنی وجود دارد و آزاد شدن ماده هم بستگی به محیط

اطراف دارد که می‌تواند بسیار متغیر باشد.

چسباندن پروتئین‌ها به سطح ماده هم روش دیگری است که اگرچه در مقایسه با ادسورپشن پیچیده‌تر است، اما فعالیت پروتئین‌های متصل به ایمپلنت همانند یا گاهی بیشتر از پروتئین‌های محلول است [۲۶].

سطوح فلزی از نظر داشتن گروه‌های فانکشنالی که به این کار بیایند فقیر هستند ولی لایه اکسید پاسیوکننده روی آن‌ها با داشتن عامل هیدروکسیل می‌تواند محل چسبیدن سایلن‌ها باشد [۹].

این روشی برای اتصال زیست ملکول‌ها روی آلیاژهایی مثل نیکل کروم مولیبدن، نیکل تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم است که توضیح داده می‌شود.

بررسی سطح زیست مواد

میکروسکوپ الکترونی روبشی SEM شایع‌ترین روش است اگرچه روشی ویژه برای بررسی سطح نیست. این روش می‌تواند همراه با میکرو آنالیز عناصر EDAX به کار برود.

روش‌های جدیدتر عبارت‌اند از:

X-ray photoelectron spectroscopy (XPS), time-of-flight secondary ion mass spectrometry (ToF SIMS), scanning probe microscopy (SPM) and near-edge X-ray absorption fine structure (NEXAFS)

که ترکیب این روش‌ها اطلاعات مطلوبی در اختیار می‌گذارد. مثلاً XPS و ToF SIMS می‌توانند اطلاعات شیمیایی دریافت شده از روش SPM را توسعه دهند و SPM اطلاعات فضایی به‌دست آمده از XPS و ToF SIMS را توسعه می‌دهد.

روش‌های رایج آماده‌سازی سطح زیست مواد

Radiation Grafting and Photo Grafting

گرفت کردن با تشعشع هم یک روش نشان دادن ملکول‌های فعال در سطح بیومواد است. انرژی این روش در حدی است که استریل کردن سطح بیومتریال هم حاصل می‌شود. پرتو گاما، فرابنفش و تابش الکترونی در این روش به کار می‌روند.

القای کراس لینک با تشعشع از روش‌هایی است که با آن می‌توان شکل و ترکیب هیدروژل‌ها را برای مقاصد خاص زیستی تعیین کرد. فتوپلیمریزاسیون با نور یا UV می‌تواند عامل کراس لینک در محل کاربرد (In Situ) باشد که شکل دلخواه را در ناحیه مورد استفاده به ماده بدهد [۲۷].

مطلوب ایجاد کند.

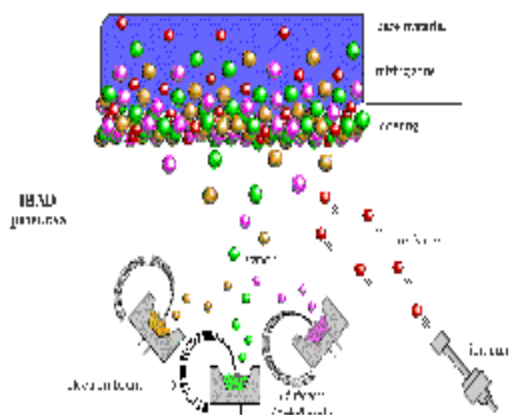
در این روش جریان یونی با انرژی ۱۰-۱ میلیون الکترون ولت به ناحیه مورد نظر تزریق می شود.

$$(1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J})$$

تغییرات سطحی ناشی از آن عبارتند از: تغییر سختی، سایش، روانسازی، چقرمگی، مقاومت به خوردگی، هدایت و واکنش زیستی.

این روش بدون تغییر در توده ماده می تواند به صورت انتخابی سطح ماده را آماده سازی کند البته روشی گران و با عمق نفوذ کم است. (شکل ۳)

لایه نشانی به کمک جریان یونی IBAD یک روش لایه نشانی در خلأ است که لایه نشانی فیزیکی بخار PVD را با بمباران جریان یونی همراه کرده است. این روش در ایجاد پوشش های HA، لایه های کربنی شبه الماس DLC و لایه های سیانیدی C-N کاربرد دارد.



شکل ۳: فرآیند ion beam processing

نساجی با جریان یونی IBT نیز روش دیگری است که در آن اشکال میکرو و ماکرو روی سطح زیست مواد با هدف بهبود زیست سازگاری ایجاد می شود [۳۱].

Silanization

سایلیزاسیون کردن

برای تغییر در سطوح غنی از هیدروکسیل یا آمین به کار می رود.

با توجه به این که سطوحی چون شیشه، سیلیکا، ژرمانیوم، آلومینیوم و کوارتز و بسیاری اکسیدهای فلزی دیگر غنی از گروه های هیدروکسیل هستند، سایلین ها برای تغییر این سطوح مناسب می باشند شکل (۴) [۲۸].

Plasma Surface Modification

در این روش از جریان پراثری تابش پلاسما glow discharge plasma استفاده می شود. در این فرآیند یک لوله کوارتزی، تخلیه و با گاز کم فشار پر می شود. سپس به گاز مزبور با رادیوفرکانس یا میکروویو یا جریان مستقیم یا متناوب انرژی داده می شود.

ذرات انرژی دار در پلاسمای ایجاد شده عبارتند از: یون ها، الکترون ها، رادیکال ها، متاستابل ها و فوتون های موج کوتاه (در حد UV) این حاملان انرژی در سطح ماده از طرق مختلف شیمیایی و فیزیکی پخش می شوند و تغییرات سطحی ایجاد می کنند. (شکل ۲)

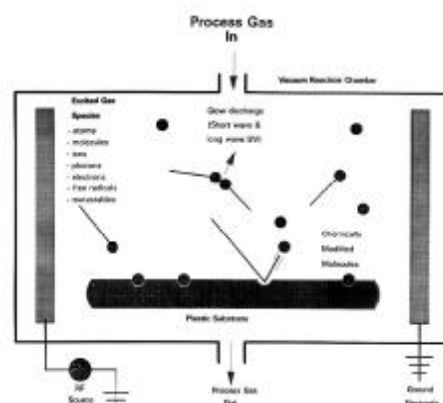


Figure 2: Schematic of plasma surface modification within the plasma reactor.

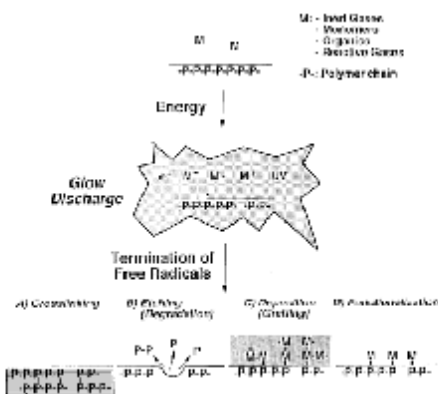


Figure 3: Schematic of the reaction mechanisms of plasma surface modifications.

شکل ۲: تغییر سطح توسط پلاسما

این روش می تواند در زیست مواد کاشتنی با اشکال پیچیده نیز به کار رود البته این روش هزینه بالایی دارد و شیمی سطح ایجاد شده نیز کاملاً یکدست نیست [۲۸ - ۳۰].

Ion Beam Processing

کاشت یون ها یا نشان دادن به کمک یون ها ion beam assisted deposition نیز روشی است که در سطح ماده می تواند تغییرات

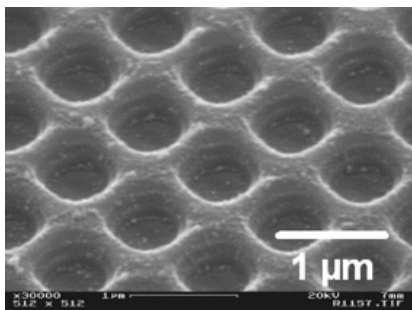
تغییر سطوح با کمک لیزر

LASER surface modification

لیزر در تغییر سطوح هر دو گروه مواد معدنی و آلی کاربرد دارد. لیزر می‌تواند به صورت‌های مداوم یا پالسی در حد ۱۰۰ نانوثانیه تابش شود. این روش می‌تواند با هدف آنیلینگ، اچ کردن، لایه‌نشانی و پلیمریزاسیون به کار رود [۳۲ و ۳۳]. روش‌های شایع کاربرد لیزر به این شرح هستند. (شکل ۶)

Laser Patterning

الگوسازی لیزری بر مبنای تمرکز شعاع لیزر در نقاطی با ابعادی در حد میکرون و تبخیر ماده و حکاکی روی آن معرفی شده است این ابعاد برای کار با سلول مطلوب می‌باشند.

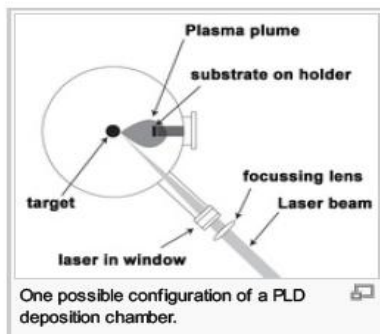


شکل ۶: الگوسازی لیزری

حرکت لیزر روی سطح به صورت ساده یا با kinoform ماشین کاری لیزری سطح را ممکن می‌سازد. روش‌های جدید فوتولیتوگرافی برای آماده‌سازی سه بُعدی سطوح با لیزر اکسایمر با هدف بهبود ارتباط سطوح و سلول‌ها معرفی شده اند [۳۴ و ۳۵].

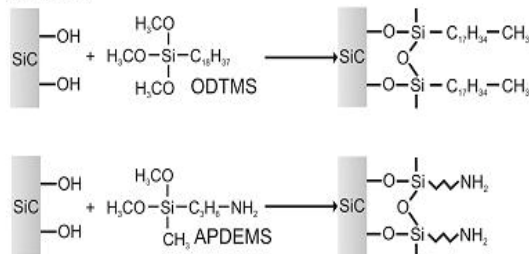
Pulsed Laser Deposition (PLD) of Biocompatible Ceramics

لایه‌نشانی توسط لیزر پالسی روشی جدید است و برای نشان دادن زیست سرامیک‌ها (مانند HA و فسفات کلسیم) یا نانولوله‌های کربنی روی سطوح مختلف فلزی، سرامیکی، نیمه هادی و پلیمرها (مانند آکریلات‌ها) به کار می‌رود. (شکل ۷)



شکل ۷ - لایه‌نشانی توسط لیزر پالس

a) Silanization



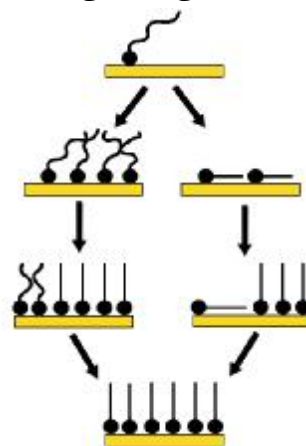
شکل ۴: فرایند سایلینزاسیون

Langmuir-Blodgett Deposition

در روش LB سطح ماده با یک لایه یک‌دست پوشانده می‌شود، هر یک از ملکول‌های این سطح دارای یک سر قطبی و یک ناحیه غیر قطبی می‌باشند (شکل ۵) [۲۸].

Self-Assembled Monolayers

در روش تک‌لایه‌های خودساخته، این پوشش‌ها به صورت خودبه‌خود در قالب کریستال‌های دو بُعدی منظم روی برخی زیست‌مواد در محیط‌های انتخابی ایجاد می‌شوند [۲۸].



شکل ۵: روش تک‌لایه‌های خودساخته

Surface-Modifying Additives

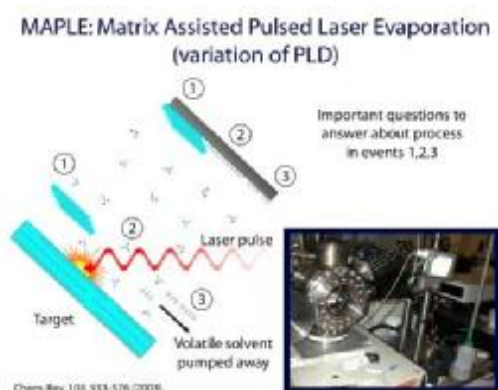
افزودنی‌های تغییردهنده سطح در درصدهای بسیار کم به صورت افزودنی هنگام ساخت ماده اضافه می‌شوند و خودبه‌خود در سطح پدیدار می‌گردند [۲۸].

Conversion Coating

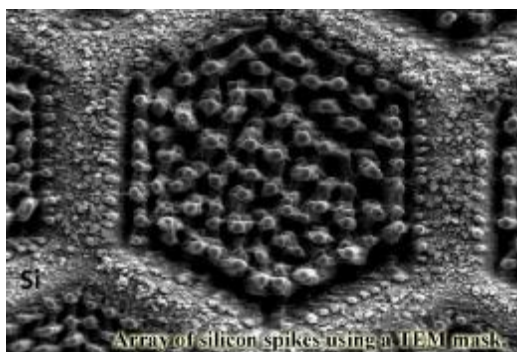
پوشش‌های تغییردهنده سطح، سطح فلزات را به یک لایه تراکم غنی از اکسید تبدیل می‌کنند که به کمک حفاظت در برابر خوردگی می‌آیند و چسبندگی و گاهی روانسازی سطح را تسهیل می‌کنند مثلاً در Parylene Coating، پارا زایلین (پاریلن) در تغییر سطوح جایگاهی ویژه دارد و به‌طور مکرر در لایه‌های نازک پوشش‌دهنده سطح استفاده می‌شود [۲۸].

پوشش مورد نظر در یک حلال فرار استفاده می‌شود، در مرحله بعد انجماد مجموعه برای ایجاد یک هدف جامد انجام می‌شود و با استفاده از لیزر پالسی UV با جریان کم در محیط دارای پمپ خلأ، تبخیر و نشاندن لایه روی ماده انجام می‌شود [۴۰ و ۴۱]

الگوی لایه را می‌توان با استفاده از فیلترها و ماتریس‌ها به شکل‌های مختلف (خطی، نقطه‌ای، آرایه‌ای) و با دقت ۲۰ میکرون شکل داد. (شکل ۹ و ۱۰)



شکل ۹: تبخیر لیزری پالسی به کمک ماتریس MAPLE



شکل ۱۰: الگوی لایه ساخته شده با روش MAPLE

در نوشتن مستقیم با MAPLE که MDW نام دارد، پوشش توسط لیزر مستقیماً از روی یک ریبون روی سوبسترا نشاندن می‌شود. که این کار با دقتی در حد ۱۰ میکرون قابل انجام است. (شکل ۱۱)

Laser Grafting

پیوند (گرفت) لیزری

چسباندن مواد مختلف روی سطوح مانند پیوند هیدروکسی اتیل متاکریلات HEMA و ان - وینیل پیرولیدون NVP توسط لیزر CO₂ روی سطوح لاستیک‌های اتیلن - پروپیلن EPR از جمله دیگر کاربردهای لیزر است. مثلاً روی سطح نوع ولکانیزه EPR

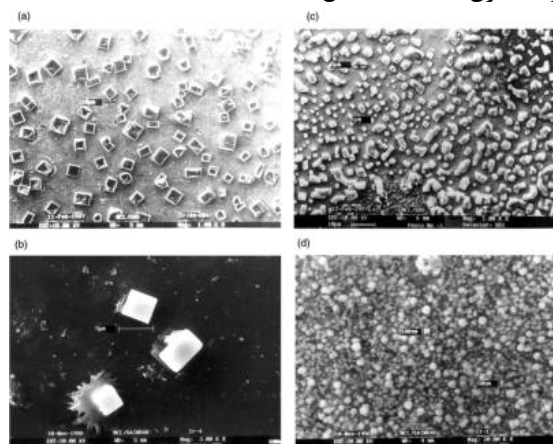
کنترل روی این روش در مقایسه با روش‌های دیگر لایه‌نشانی بسیار بیشتر است و به نظر می‌رسد می‌تواند به عنوان تکنیک انتخابی لایه‌نشانی در آید. این روش شامل ۴ مرحله است:

۱- تبخیر لیزری ناحیه هدف و تبدیل آن به پلاسما، بسته به انرژی و طول موج لیزر، پدیده "انفجار کولومب" در عمقی در حد ۱۰ نانومتر در ماده رخ می‌دهد و الکترون‌های این اتم‌های سطحی کنده می‌شوند. حرارت تابش لیزر موجب تبخیر ماده و شکل‌گیری پلاسما می‌شود.

۲- جهت‌گیری پلاسما از محل تبخیر به سمت سوبسترا بر مبنای انرژی الکترومغناطیس تابش.

۳- بمباران سطح سوبسترا توسط جریان ماده پر انرژی و نشاندن ماده هدف روی سوبسترا طی ایجاد یک تعادل حرارتی.

۴- هسته‌سازی و رشد لایه روی سطح سوبسترا که به عوامل متعددی بستگی دارد مانند: متغیرهای لیزر (انرژی و طول موج)، متغیرهای سطح (دمای سطح که بالا بودن آن مانع لایه نشانی است و تخلخل و خشونت سطح) و فشار زمینه (میزان فشار اکسیژن محیط). (شکل ۸)



شکل ۸: مراحل لایه‌نشانی توسط لیزر پالسی

رشد این هسته‌ها می‌تواند به صورت جدا جدا، لایه ای و یا سه بُعدی باشد [۳۹-۳۴].

Matrix-Assisted Pulsed Laser Evaporation and MAPLE Direct Write

تبخیر لیزری پالسی به کمک ماتریس و نوشتن مستقیم MAPLE

در روش MAPLE از سوسپانسیون یا حل کردن زیست‌ماده و

کاهش تخلخل پوشش‌ها می‌شوند مثلاً در پوشش‌های HA، تابش لیزر Nd:YAG موجب ایجاد یک لایه پخته می‌شود که به سرعت جامد می‌شود [۴۲].

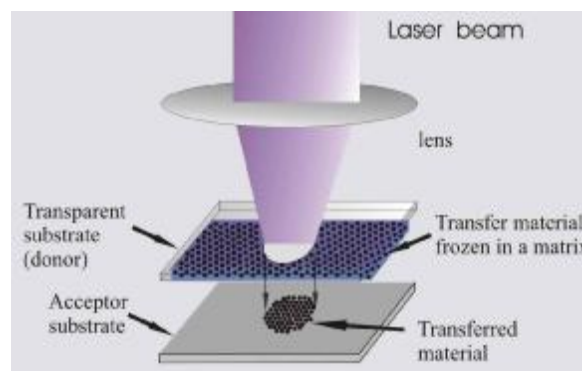
اثرهای دیگر

تابش مستقیم لیزر اکسایمر بر سطح آلیاژهای NiTi موجب بهبود خواص این آلیاژ در برابر خوردگی می‌شود. افزایش ضخامت لایه اکسید و همگن سازی سطح از جمله دلایل احتمالی این پدیده هستند [۴۳]. این پدیده در تابش لیزر اکسایمر بر فولاد زنگ نزن ۳۱۶ در حضور هوا هم مشاهده شده است که علاوه بر دلایل قبلی به حذف فاز کارباید هم نسبت داده شده است [۴۴]. البته نفوذ همزمان گاز نیتروژن هوا در سطح چنین آلیاژی می‌تواند برخلاف این مسیر به کاهش مقاومت به خوردگی منجر شود [۴۵].

با توجه به مباحث ذکر شده، لیزر به عنوان ابزاری نوین در بهبود خواص زیست‌مواد و طراحی و ساخت زیست‌مواد جدید کاربرد دارد که کارآمدی آن در این زمینه نیازمند پژوهش‌های بیشتر و در زمانی طولانی‌تر است.

توسط لیزر CO₂ موادی چون HEMA و آکریلامید پیوند شده‌اند.

با این روش هیدروفیلیسیتة سطح و اتصال ماکروفاژها به این سطوح تغییر یافته، افزایش قابل توجهی یافته‌اند [۱۷ و ۱۸].



شکل ۱۱: در نوشتن مستقیم با MAPLE

Laser Treatment of Plasma Sprayed Hydroxyapatite Coatings

سه ویژگی مهم پوشش‌ها عبارت‌اند از: بلوری بودن، تخلخل و چسبندگی بلوری بودن از آن جهت مهم است که انواع آمورف به سرعت جذب و تخریب می‌شوند. تابش لیزر معمولاً باعث

منابع

References

1. Smallman R E. Modern Physical Metallurgy and Materials Engineering Science, Process and Applications, Boston: Butterworth-Heinemann 1999; 394-402.
2. Branemark P I. Osseointegration and its experimental background. Journal of Prosthetic Dentistry 1983; 50: 399-410.
3. Yaszemski M. J, Payne R. G, Hayes W. C, Langer R , Mikos A G. Evolution of bone transplantation: molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone. Biomaterials 1996; 17: 175-85.
4. Friedman R J, Black J, Galante J O, Jacobs J J, Skinner H B. Current concepts in orthopaedic biomaterials and implant fixation, Journal of Bone and Joint Surgery 1993; 75: 1086-109.
5. Hastings G W, Mahmud F A. Intelligent orthopaedic materials, Journal of Intelligent Material Systems and Structures 1993; 4: 452-6.
6. Li P, Ye X, Kangasniemi I, de Blieck-Hogervorst J. M, Klein C P , de Groot K. In vivo calcium phosphate formation induced by sol-gel prepared

- silica, Journal Of Biomedical Materials Research 1995; 29: 325-8.
7. Tanahashi M, Yao T, Kokubo T, Minoda M, Miyamoto T, Nakamura T , Yamamuro T. Apatite coated on organic polymers by biomimetic process: improvement in its adhesion to substrate by glowdischarge treatment, Journal of Biomedical Materials Research 1995; 29: 349-57.
8. Li P, Ohtsuki C, Kokubo T, Nakanishi K, Soga N, Nakamura T , Yamamuro T. Process of formation of bone-like apatite layer on silica gel, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 1993; 4: 127-31.
9. Laser Surface Treatment of Bio-Implant Materials L. Hao and J. Lawrence © 2005 John Wiley & Sons, Ltd ISBN: 0 470-01687-6
10. McFarland C D, Mayer S, Scotchford C, Dalton B A, Steele J G , Downes S. Attachment of cultured human bone cells to novel polymers, Journal of Biomedical Materials Research 1999; 44: 1-11.
11. Sodhi R N S. Application of surface analytical and modification techniques to biomaterial research,

- Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena 1996; 81: 269–84.
12. Vogler E A. Structure and reactivity of water at biomaterial surfaces, *Advances in Colloid and Interface Science* 1998; 74: 69–117.
 13. Lawrence J, Li L. *Laser Modification of the Wettability Characteristics of Engineering Materials*, London: Professional Engineering 2001.
 14. Nuzzo R. G, Dubois L. H, Allara D L. Fundamental studies of microscopic wetting on organic surfaces. I. Formation and structural characterization of a self-consistent series of polyfunctional organic monolayers, *Journal of the American Chemical Society* 1990; 112: 558–69.
 15. Laibinis P E, Whitesides G M, Allara D L, Tao Y T, Parikh A N, Nuzzo R G. Comparison of the structures and wetting properties of self-assembled monolayers of n-alkanethiols on the coinage metal surfaces, Cu, Ag, Au. *Journal of the American Chemical Society* 1992; 113(11):7152–67.
 16. Steen W M. *Laser Material Processing*, London: Springer-Verlag 1991.
 17. Mirzadeh H, Katbab A A, Burford R P. CO₂-laser graft copolymerization of HEMA and NVP onto ethylene–propylene rubber (EPR) as biomaterial-(III), *Radiation Physics and Chemistry* 1995; 46: 859–62.
 18. Mirzadeh H, Katbab A A, Khorasani M T, Burford R P, Gorgin E, Golestani A. Cell attachment to laser-induced AAm- and HEMAgrafted ethylene–propylene rubber as biomaterial: in vivo study, *Biomaterials* 1995; 16: 641–8.
 19. Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials, *Biomaterials* 2000; 21: 667–81.
 20. Boyan B D, Hummert T W, Dean D D, Schwartz Z. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response, *Biomaterials* 1996; 17: 137–46.
 21. Chesmel K D, Clark C C, Brighton C T, Black J. Cellular responses to chemical and morphologic aspects of biomaterial surfaces. Part II. The biosynthetic and migratory response of bone cell populations, *Journal of Biomedical Materials Research* 1995; 29: 1101–10.
 22. Grzesik W J, Robey P G. Bone matrix RGD glycoproteins: immunolocalization and interaction with human primary osteoblastic bone cells in vitro, *Journal of Bone and Mineral Research* 1994; 9: 487–96.
 23. Tamada Y, Ikada Y. Cell adhesion to plasma-treated polymer surfaces, *Polymer* 1993; 34: 2208–12.
 24. Fujimori S. Surface characterization of titanium plates with different surface treatments and cellular proliferation and expression of osteoblast-like cells in vitro on their surface, *Journal of Dental Materials* 1995; 14:155–68.
 25. Sumner D R, Turner T M, Purchio A F, Gombotz W R, Urban R M, Galante J O. Enhancement of bone ingrowth by transforming growth factor-beta, *The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 1995; 77: 1135–47.
 26. Liu S Q, Ito Y, Imanishi Y. Cell growth on immobilized cell growth factor. Part 5: interaction of immobilized transferrin with fibroblast cells, *International Journal of Biological Macromolecules* 1993; 15: 221–6.
 27. Ratner B D. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, San Diego, California: Academic Press 1996; p: 484.
 28. Benson R S. Use of radiation in biomaterials science, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* 2002; 191: 752–7.
 29. Mandl s, Rauschenbach B. Plasma immersion ion implantation. A new method for homogeneous surface modification of complex forms of medical implants. *Biomedizinische Technik* 2000; 45: 193–8.
 30. Chu P K, Chen J Y, Wang L P, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials, *Materials Science and Engineering R: Reports* 2002; 36: 143–206.
 31. Cui F Z, Luo Z S. Biomaterials modification by ion-beam processing, *Surface and Coatings Technology* 1999; 112: 278–85.
 32. Kasemo B, Gold J. Implant surfaces and interface process, *Advance Dental Research* 1999; 13: 8–20.
 33. Duncan A C, Weisbuch F, Rouais F, Lazare S, Baquey C. Laser microfabricated model surfaces for controlled cell growth, *Biosensors and Bioelectronics* 2002; 17: 413–26.
 34. Ringeisen B R, Chrisey D B, Pique A, Young H D, Modi R, Bucaro M, Jones-Meehan J, Spargo B J. Generation of mesoscopic patterns of viable *Escherichia coli* by ambient laser transfer, *Biomaterials* 2002; 23: 161–6.
 35. Daniel M B, Sunyong Yi, Kuchmek J, Jeffrey Corgan, Papantonakis M. Laser processing of poly(methyl methacrylate) Lambertian diffusers, *Applied Surface Science, Volume* 2010; 257: 22–24.
 36. Koch C F, Johnson S, Kumar D, Jelinek M, Chrisey DB, Doraiswamy A, Jin C, Narayan R J, Mihailescu I N. Pulsed laser deposition of

hydroxyapatite thin films, *Materials Science and Engineering* 2007; 27(3): 484-94.

37. Ball M D, Downes S, Scotchford C A, Antonov E N, Bagratashvili V N, Popov V K, Lo W J, Grant D M, Howdle S M. Osteoblast growth on titanium foils coated with hydroxyapatite by pulsed laser ablation, *Biomaterials* 2001; 22: 337-47.

38. Stramel A A, Gupta M C, Lee H R, Yu J, Edwards W C. Pulsed laser deposition of carbon nanotube and polystyrene-carbon nanotube composite thin films, *Optics and Lasers in Engineering*, In Press, Corrected Proof, Available online 2010; 22.

39. D'Alessio L, Teghil R, Zaccagnino M, Zaccardo I, Ferro D and Marotta V. Pulsed laser ablation and deposition of bioactive glass as coating material for biomedical applications, *Applied Surface Science* 1999;138-39, 527-32.

40. Patz T M, Doraiswamy A, Narayan R J, Menegazzo N, Kranz C, Mizaikoff B, Zhong Y, Bellamkonda R, Bumgardner J D, Elder S H, Walboomers X F, Modi R, Chrisey D B. Matrix assisted pulsed laser evaporation of biomaterial thin

films, *Materials Science and Engineering* 2007; 27(3): 514-22.

41. Harris M L, Doraiswamy A, Narayan R J, Patz T M, Chrisey D B. Recent progress in CAD/CAM laser direct-writing of biomaterials, *Materials Science and Engineering* 2008; 28(3): 359-65.

42. Cheang P, Khor K. A, Teoh L L, Tam S C. Pulsed laser treatment of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings, *Biomaterials* 1996; 17: 1901-4.

43. Villiermaux F, Tabrizian M, Yahia L H, Meunier M, Piron D L. Excimer laser treatment of NiTi shape memory alloy biomaterials, *Applied Surface Science* 1997; 109-10, 62-6.

44. Yue T M, Yu J K, Man H C. The effect of excimer laser surface treatment on pitting corrosion resistance of 316LS stainless steel, *Surface and Coatings Technology* 2001; 137: 65-71.

45. Yue T M, Yu J K, Mei Z, Man H C, Excimer laser surface treatment of Ti6Al4V alloy for corrosion resistance enhancement, *Materials Letters* 2002; 52: 206-12.